

10/591412

IAP5 Rec'd PCT/PTO 01 SEP 2006

Vollmacht

Vertrag über die internationale Zusammenarbeit auf dem Gebiet des Patentwesens (PCT)

Benennung eines Anwaltes oder eines gemeinsamen Vertreters

Der (die) unterzeichnende(n) Anmelder ernennt (ernennen) hiemit

BOVARD AG
Patentanwälte
Optingenstrasse 16
CH-3000 Bern 25

um bei den zuständigen internationalen Behörden aufzutreten betreffend die beim Eidgenössischen Institut für Geistiges Eigentum, 3003 Bern, eingereichte internationale Anmeldung mit folgendem Titel:

"Röntgenröhre für hohe Dosisleistungen, Verfahren zur Erzeugung von hohen Dosisleistungen mit Röntgenröhren sowie ein Verfahren zur Herstellung entsprechender Röntgenvorrichtungen"

Aktenzeichen des Vertreters: 155401.1/LE/mb

Nummer der internationalen Anmeldung:

Flamatt

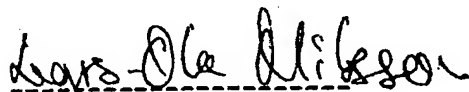
(Ort)

COMET AG (Anmelder + Erfinder)



(Unterschrift(en) des (der) Anmelder(s))

Kurt Holm



Lars-Ola Nilsson (Erfinder)



Toni Waber (Erfinder)

Bitte die Namen in Maschinenschrift unter jeder Unterschrift anbringen.

1. März 2004

(Datum)



Mark Joachim Mildner (Erfinder)



Adrian Riedo (Erfinder)

Röntgenröhre für hohe Dosisleistungen, Verfahren zur Erzeugung von hohen Dosisleistungen mit Röntgenröhren sowie ein Verfahren zur Herstellung entsprechender Röntgenvorrichtungen

Die vorliegende Erfindung betrifft eine Röntgenröhre für hohe
5 Dosisleistungen, ein entsprechendes Verfahren zur Erzeugung von hohen Dosisleistungen mit Röntgenröhren sowie ein Verfahren zur Herstellung entsprechender Röntgenvorrichtungen, bei welchem eine Anode und eine Kathode in einem vakuumisierten Innenraum einander gegenüberliegend angeordnet sind, wobei Elektronen mittels anlegbarer Hochspannung auf die
10 Anode beschleunigt werden.

In neuerer Zeit wurde viel Aufwand und Mühe von Industrie und Technik darauf verwendet, die Effizienz von Bestrahlungssystemen zu verbessern. Bestrahlungssysteme finden nicht nur in der Medizin, z.B. in diagnostischen Systemen oder bei therapeutischen Systemen zur Bestrahlung
15 von krankem Gewebe Verwendung, sondern sie werden z.B. auch zur Sterilisation von Stoffen wie Blut oder Lebensmittel oder zur Sterilisation (Unfruchtbarmachung) von Lebewesen wie Insekten eingesetzt. Andere Anwendungsgebiete finden sich weiter in der traditionellen Röntgentechnik wie z.B. das Durchleuchten von Gepäckstücken und/oder Transportcontainern oder
20 das Überprüfen von Betonarmierungen etc.. So wurden für γ -Strahlensysteme oder Röntgensysteme verschiedenste Verfahren und Vorrichtungen entwickelt, um einen höheren Prozentsatz von verwendbaren Röntgenstrahlen aus dem Gammastrahler zu erhalten. D.h., dass eine Vielzahl von Systemen entwickelt wurde im Versuch, den Prozentsatz an in γ -Strahlen konvertierter Energie zu
25 erhöhen, die dann wirklich zur Bestrahlung verwendet werden kann. In gleicher Weise wurde ebenfalls versucht, durch neu entwickelte Systeme und Verfahren eine gleichförmigere Verteilung der γ -Strahlen über die zu bestrahlende Oberfläche zu erhalten. Bei allen Systemen und Verfahren, insbesondere bei denen die z.B. als Gammastrahler ^{60}Co oder ^{137}Cs verwenden, wurde weiter
30 grosse Anstrengung unternommen, eine gleichförmigere Strahlung über verschiedene Tiefen des bestrahlten Materials zu erhalten. Im Stand der Technik hängt die absorbierte Energieverteilung für ein bestimmtes Produkt von einer Vielzahl von Parametern ab, insbesondere vom bestrahlten Material, der

Distanz von Strahlungsquelle zum bestrahlten Produkt und der Geometrie des Bestrahlungsverfahrens.

Röntgenröhren, die die geforderten Leistungen bringen, umfassen im Stand der Technik meistens eine Anode und eine Kathode, die in einem
 5 vakuumisierten Innenraum einander gegenüberliegend angeordnet sind und die von einem zylindrischen Metallteil umschlossen sind. Anode und/oder Kathode werden dabei mittels eines ringförmigen Keramikisolators elektrisch isoliert, wobei der oder die Keramikisolatoren axial zum Metallzylinder hinter der Anode und/oder Kathode angeordnet sind und den Vakuumraum auf dem jeweiligen
 10 Ende beschliessen. Die Keramikisolatoren besitzen in ihrer Scheibenmitte eine Öffnung, in die eine Hochspannungszuführung, die Anode oder die Kathode vakuumdicht eingesetzt sind. Diese Art von Röntgenröhren wird im Stand der Technik auch als zweipolige Röntgenröhren bezeichnet.

Ein traditioneller Röntgenstrahler nach dem Stand der Technik ist
 15 z.B. in Figur 1 wiedergegeben. Dabei wird aus einem Elektronenemitter, in der Regel eine heisse Wolframwendel, ein Elektronenstrahl erzeugt und durch eine angelegte Hochspannung auf ein Target beschleunigt. Anode (Target) und Kathode sind in einem vakuumisierten Innenraum einander gegenüberliegend angeordnet und im Normalfall von einem zylindrischen Metallteil umschlossen.
 20 Anode und/oder Kathode werden dabei mittels eines ringförmigen Keramikisolators elektrisch isoliert, wobei der oder die Keramikisolatoren axial zum Metallzylinder hinter der Anode und/oder Kathode angeordnet sind und den Vakuumraum auf dem jeweiligen Ende beschliessen. Beim Auftreffen der Elektronen auf dem Target wird im dabei entstehenden Brennfleck
 25 Röntgenstrahlung (γ -Strahlung) erzeugt. Die Röntgenstrahlung tritt durch ein Fenster in den Aussenraum und wird zu Bestrahlungszwecken genutzt. Diese Art von Röntgenröhren wird im Stand der Technik auch als zweipolige Röntgenröhren bezeichnet. Trotz den oben erwähnten Anstrengungen konnten die Nachteile des Standes der Technik nicht oder nur ungenügend behoben
 30 werden. So gelangt z.B. von der auf dem Target erzeugten Strahlung nur ein kleiner Teil auf das zu bestrahlende Gut. Aus geometrischen Gründen wird der grösste Teil der Strahlung in der Röhre selbst absorbiert. Je nach Grösse des Objektes muss ein bestimmter Bestrahlungsabstand gewählt werden, um das

Objekt vollständig zu bestrahlen. Weiter ist die Dosisleistung pro Flächenelement einer solchen Anordnung bestimmt durch den Abstand des Objektes vom Brennfleck der Röhre und von der Strahlungsmenge, die im Brennfleck erzeugt wird. Diese Strahlungsmenge ihrerseits ist begrenzt durch
5 die thermische Energie, welche durch Kühlung des Brennflecks abgeführt werden muss, damit das Material im Brennfleck nicht schmilzt. Dabei ist der Brennfleck in der Regel deutlich kleiner als das zu bestrahlende Objekt, d.h. die zu nutzende Strahlungsdichte nimmt vom Brennfleck zum Objekt etwa mit dem Quadrat des Abstandes ab. Aus kühlungstechnischen Gründen ist die
10 Strahlleistung solcher Strahler auf wenige kW, typisch etwa 6 kW, begrenzt. Durch diese beiden Faktoren wird die spezifische Dosisleistung einer solchen Anordnung stark begrenzt.

Es ist eine Aufgabe dieser Erfindung, eine neue Röntgenröhre für hohe Dosisleistungen und ein entsprechendes Verfahren zur Erzeugung von
15 hohen Dosisleistungen mit Röntgenröhren vorzuschlagen, welche die oben beschriebenen Nachteile nicht aufweist. Insbesondere soll ein Röntgenstrahler vorgeschlagen werden, der eine mehrfach höhere Dosisleistung ermöglicht als konventionelle Röntgenstrahler. Ebenso soll der Prozentsatz an in γ -Strahlen konvertierter und nutzbarer Energie erhöht werden und eine gleichförmigere
20 Verteilung der γ -Strahlen bezüglich der zu bestrahlenden Oberfläche und der Tiefe des Materials erhalten werden.

Gemäss der vorliegenden Erfindung wird dieses Ziel insbesondere durch die Elemente der unabhängigen Ansprüche erreicht. Weitere vorteilhafte Ausführungsformen gehen ausserdem aus den abhängigen Ansprüchen und
25 der Beschreibung hervor.

Insbesondere werden diese Ziele durch die Erfindung dadurch erreicht, dass bei der Röntgenröhre eine Anode und eine Kathode in einem vakuumisierten Innenraum einander gegenüberliegend angeordnet sind, wobei Elektronen mittels anlegbarer Hochspannung auf die Anode beschleunigbar
30 sind, wobei die Kathode eine dünne Schicht eines Elektronen emittierenden Materials umfasst, und die Kathode ein für Röntgenstrahlung im Wesentlichen transparentes Trägermaterial umfasst. Die Kathode kann dabei z.B. den

vakuumisierten Innenraum nach aussen abschliessen. Die Anode kann zur Umwandlung der Elektronen- in Röntgenstrahlung insbesondere z.B. Gold und/oder Molybdän und/oder Wolfram und/oder eine Verbindung der Metalle umfassen. Ein Vorteil der Erfindung ist u.a., dass die Kühlung der Anode im Vergleich zu einer Ausführungsvariante mit einer für Röntgenstrahlen transparenten Anode optimiert werden kann, da die Anode nicht für Röntgenstrahlung transparent gewählt werden muss.

In einer Ausführungsvariante umfasst die Kathode einen thermionischen Emitter. Diese Ausführungsvariante hat u.a. den Vorteil, dass thermionische Emitter in Röntgenröhren Stand der Technik sind und sich durch hohe Stabilität und lange Lebensdauer auszeichnen. Die Emitter können dabei aus geheizten Wolframdrähten bestehen, die entweder parallel gespannt oder zu einem Maschengitter verschweisst sind. Es können aber auch Emitter aus Barium-Hexaborid oder sogenannte geheizte Dispenserkathoden auf der Basis von Barium-Mischoxiden verwendet werden, die eine sehr hohe Emissionsstromdichte aufweisen und zu Gruppen zusammengestellt werden können, um grossflächige Kathoden zu realisieren.

In einer anderen Ausführungsvariante umfasst die Kathode einen Kaltemitter, insbesondere mit Metall- und/oder Kohlenstoffspitzen und/oder Kohlenstoff-Nanoröhrchen. Diese Ausführungsvariante hat u.a. den Vorteil, dass die Emitter grossflächig in einer dünnen Schicht auf einen Träger aufgebracht werden können und dabei im Betrieb wenig bis keine Verlustwärme erzeugen. Dadurch kann auf eine Kühlung verzichtet und eine hohe Transmission der Kathode für Röntgenstrahlen gewährleistet werden. Diese Kaltemitter werden vorteilhaft mit einem Extraktionsgitter kombiniert, mit dem die Stromdichte gesteuert werden kann.

In einer weiteren Ausführungsvariante umfasst die Kathode einen Träger für die thermionischen oder die Kaltemitter aus einem für Röntgenstrahlen besonders durchlässigen Material wie z.B. Beryllium, Aluminium oder insbesondere pyrolytischem Grafit. Dabei kann der Träger so ausgebildet sein, dass er auch gleichzeitig als Abschluss des Vakuumgefässes dient.

In einer Ausführungsvariante ist die Röntgenröhre als Anodenhohlzylinder mit einem coaxialen Kathodenhohlzylinder im Innern ausgebildet. Diese Ausführungsvariante hat u.a. den Vorteil, dass z.B. das zu bestrahlende Gut im Innern des Kathodenhohlzylinders angebracht werden
 5 kann. Dies garantiert eine gleichmässige hohe und homogene Bestrahlung des Objektes von allen Seiten (4π), was ansonsten kaum möglich wäre. Besonders zur Sterilisation mit kontinuierlicher Förderung des zu sterilisierenden Gutes und damit für hohen Durchsatz kann diese Ausführungsvariante geeignet sein.

In einer weiteren Ausführungsvariante ist die Anode als runde oder
 10 eckige Fläche ausgebildet, wobei die Anode durch eine flächen- oder netzförmig ausgebildete, für Röntgenstrahlung (γ) im Wesentlichen transparente Kathode bestrahlt wird. Diese Ausführungsvariante hat u.a. den Vorteil, dass auch grossflächig zu bestrahlendes Gut sehr nahe an die Röntgenquelle gebracht werden kann. Da die Anode nicht durchstrahlt werden
 15 muss und dadurch eine hohe Kühlleistung auf der Anode realisiert werden kann, kann die Leistungsdichte des Stahlers am Ort des zu bestrahlenden Gutes im Vergleich mit einer Ausführungsform mit transparenter Anode um ein Vielfaches gesteigert werden. Ausserdem ist es mit dieser Ausführungsvariante auch möglich, das zu bestrahlende Gut mit mehreren Strahlern von mehreren,
 20 insbesondere von 2 Seiten gleichzeitig zu bestrahlen und dadurch die notwendige Bestrahlungszeit weiter zu reduzieren. Mehrerer solcher Ausführungsvariante lassen sich auch zu Modulen zusammenstellen, um grössere Objekte zu bestrahlen.

An dieser Stelle soll festgehalten werden, dass sich die vorliegende
 25 Erfindung neben dem erfindungsgemässen Verfahren auch auf eine Vorrichtung zur Ausführung dieses Verfahrens sowie ein Verfahren zur Herstellung einer solchen Vorrichtung bezieht.

Nachfolgend werden Ausführungsvarianten der vorliegenden Erfindung anhand von Beispielen beschrieben. Die Beispiele der Ausführungen
 30 werden durch folgende beigelegte Figuren illustriert:

Figur 1 zeigt ein Blockdiagramm, welches schematisch eine Röntgenröhre 10 des Standes der Technik zeigt. Dabei werden Elektronen e^- von einer Kathode 20 emittiert und Röntgenstrahlen γ von einer Anode 30 durch ein Fenster 301 abgestrahlt.

5 Figur 2 zeigt ein Blockdiagramm, welches schematisch die Architektur einer Ausführungsvariante einer erfindungsgemässen Röntgenröhre 11 zeigt. Dabei werden Elektronen e^- von einer Transmissionskathode 21 emittiert und Röntgenstrahlen γ von einer Anode 31 abgestrahlt, wobei die Kathode 21 den Zylindermantel eines zylindrischen Röhrenkerns bildet und den
10 vakuumisierten Innenraum 41 abschliesst.

Figur 3 zeigt ein Blockdiagramm, welches schematisch die Architektur einer Ausführungsvariante einer erfindungsgemässen Röntgenröhre 12 zeigt. Dabei werden Elektronen e^- von einer Transmissionskathode 22 emittiert und Röntgenstrahlen γ von einer Anode 32 abgestrahlt, wobei die Kathode 22
15 den vakuumisierten Innenraum 42 gegen aussen abschliesst. Die Anode 32 ist als runde oder eckige Fläche ausgebildet und wird durch eine flächen- oder netz- oder linienförmige Transmissionskathode 22 bestrahlt.

Figur 2/3 illustrieren Architekturen, wie sie zur Realisierung der Erfindung verwendet werden können. In diesen Ausführungsbeispielen für eine
20 Röntgenröhre 11/12 mit hohen Dosisleistungen bzw. ein Verfahren zur Erzeugung von Röntgenstrahlen mit hoher Dosisleistung werden eine Anode 31/32 und eine Kathode 21/22 in einem vakuumisierten Innenraum 41/42 einander gegenüberliegend angeordnet. Elektronen e^- werden mittels anlegbarer Hochspannung auf die Anode 31/32 durch den vakuumisierten
25 Innenraum 41/42 beschleunigt. D.h., die Elektronen werden von der Kathode 21/22 auf eine grosse Fläche der Anode 31/32 oder auf die ganze Anode 31/32 fokussiert und erzeugen dort Röntgenstrahlung γ . Der vakuumisierte Innenraum 41/42 kann z.B. durch ein Metallgehäuse 52, beispielsweise ein zylindrisches Metallgehäuse, umschlossen sein. Das Metallgehäuse 52 kann z.B. eine
30 minimale Wandstärke von 2 mm aufweisen. Ebenso ist es vorstellbar, dass das Metallgehäuse 50/52 gegen den vakuumisierten Innenraum 41/42 elektropoliert und/oder mechanisch poliert ist. Die Anode 31/32 und/oder die Kathode 21/22

können mittels eines ringförmigen und/oder scheibenförmigen Isolators 62 elektrisch isoliert sein. Der Isolator kann im Wesentlichen z.B. aus einem isolierenden Keramikmaterial bestehen. Als Keramikmaterial ist z.B. Keramikmaterial aus mindestens 95 % Al_2O_3 vorstellbar. Auf die Keramik kann

5 beispielsweise eine einfach oder mehrfache Schicht aus einer Legierung gesintert sein. Die Legierung kann z.B. eine MoMnNi-Legierung umfassen. Ausserdem ist vorstellbar, dass der vakumisierte Innenraum durch ein Keramikgehäuse umschlossen ist, welches gleichzeitig die Kathode von der Anode isoliert. Die Kathode 21/22 umfasst ein für Röntgenstrahlung γ im

10 Wesentlichen transparentes Trägermaterial. Die Kathode 21/22 kann weiter z.B. ein thermionisches Kathodenmaterial (Wolfram, Tantal, Lanthan-Hexaborid oder Barium-Mischoxid) oder einen Kaltemitter umfassen. Umfasst die Kathode 21/22 einen Kaltemitter, kann sie z.B. Metall- und/oder Grafitspitzen und/oder Kohlenstoff-Nanoröhrchen umfassen. Durch diese Anordnung wirkt die

15 Kathode 21/22 als Transmissionskathode 21/22 für die γ -Strahlung. Das Trägermaterial, wie z.B. Be (Beryllium), Al (Aluminium) oder Grafit, insbesondere Pyrografit, ist vorteilhafterweise, wie erwähnt, möglichst transparent für Röntgenstrahlung γ . Erfindungsgemäss kann z.B. der vakuumisierte Innenraum 41/42 der Röntgenröhre 11/12 durch die

20 Transmissionskathode 31/32 nach aussen bzw. nach innen abgeschlossen werden. Die Strahlung tritt durch die Transmissionskathode 21/22 hindurch und trifft dahinter auf das zu bestrahlende Gut. Die Anode 31/32 umfasst eine Schicht eines Metalls mit einer hohen Ordnungszahl, z.B. Gold und/oder Molybdän und/oder Wolfram und/oder eine Verbindung der Metalle, welche

25 eine effiziente Umwandlung in Röntgenstrahlung γ erlaubt. Weiter umfasst die Anode 31/32 eine Kühlung zum Kühlen der entstehenden thermischen Energie. Die Anode 31/32 muss gekühlt werden, da typischerweise nur etwa 1 % der elektrischen Leistung in Röntgenstrahlung umgesetzt wird und der Rest als Wärme abgeführt werden muss. Die Kühlung kann mit Wasser oder mit

30 forcierter Luft erfolgen. Durch die erfindungsgemässe Anordnung kann die gesamte Strahlung in den äusseren Halbraum genutzt werden. Im Gegensatz dazu können in der konventionellen Anordnung nur etwa 10 % der Strahlung in den Halbraum genutzt werden (bei 50° Öffnungswinkel des Fensters). Ein zweiter Vorteil besteht darin, dass in der erfindungsgemässen Ausführung die

35 von den Elektronen e^- bestrahlte Fläche wesentlich grösser ist als in der

konventionellen Anordnung. Geht man von einer bestrahlten Fläche (Anode) von $20 \times 20 \text{ cm}^2$ aus und einer möglichen Kühlleistung in dieser Fläche von 200 W/cm^2 , ergibt sich eine mögliche elektrische Gesamtleistung von 80 kW im Gegensatz zu 6 kW bei der konventionellen Röhre. Das ist eine weitere

5 Erhöhung um den Faktor 10. Eine Transmissionskathode 21/22 absorbiert jedoch je nach Ausführung ev. mehr Strahlung als ein Be-Fenster in einer konventionellen Röhre. Dadurch wird kann die Ausgangsstrahlung, je nach Wellenlänge, etwa um die Hälfte reduziert werden. Daraus resultiert jedoch insgesamt immer noch eine um einen Faktor 50 erhöhte Dosisleistung auf einer

10 Fläche von etwa $20 \times 20 \text{ cm}^2$ gegenüber der Anordnung mit einem konventionellen Röntgenstrahler. Diese Leistungserhöhung erlaubt es beispielsweise, Sterilisation mit Röntgenstrahlen in sehr kurzen Zeiten durchzuführen.

Figur 1 zeigt schematisch eine Architektur einer solchen

15 konventionellen Röntgenröhre 10 des Standes der Technik. Dabei werden Elektronen e^- von einem Elektronenemitter, d.h. einer Kathode 20, in der Regel einer heissen Wolframwendel, emittiert durch eine angelegte Hochspannung auf ein Target beschleunigt, wobei Röntgenstrahlen γ vom Target, d.h. der Anode 30, durch ein Fenster 301 abgestrahlt werden. D.h., beim Auftreffen der

20 Elektronen e^- auf dem Target wird im dabei entstehenden Brennfleck Röntgenstrahlung γ erzeugt. Die Röntgenstrahlung γ tritt durch ein Fenster 301 in den Aussenraum und wird zu Bestrahlungszwecken genutzt. Von der auf dem Target erzeugten Strahlung gelangt nur ein kleiner Teil auf das zu bestrahlende Gut. Aus geometrischen Gründen wird der grösste Teil der

25 Strahlung in der Röhre selbst absorbiert. Damit muss, je nach Grösse des Objektes, ein bestimmter Bestrahlungsabstand gewählt werden, um das Objekt vollständig zu bestrahlen. In konventionellen Anordnungen kann typischerweise nur etwa 10 % der Strahlung in den Halbraum der Targetoberfläche genutzt werden. Figur 1 zeigt ein Abstrahlfenster 301 mit einer Öffnung von 50° .

30 Figur 2 zeigt schematisch die Architektur einer Ausführungsvariante einer erfindungsgemässen Röntgenröhre 11. Dabei werden Elektronen e^- von einer Transmissionskathode 21 emittiert und Röntgenstrahlen γ von einer Anode 31 abgestrahlt, wobei die Kathode 21 den Zylindermantel eines

zylindrischen Röhrenkerns bildet und den vakuumisierten Innenraum 41
 abschliesst. D.h. die Röntgenröhre 11 ist als Anodenhohlzylinder 31 mit einem
 coaxialen Kathodenhohlzylinder 21 im Innern ausgebildet. Anode 31 und
 Kathode 21 können z.B. wie weiter oben detaillierter beschrieben realisiert sein.
 5 Die Elektronen e^- werden von der Transmissionskathode 21 auf die Anode 31
 beschleunigt und erzeugen dort Röntgenstrahlung γ . Die Röntgenstrahlung γ
 durchdringt die für Röntgenstrahlung γ transparente Kathode 21. Damit kann im
 Innern des Kathodenhohlzylinders 21 eine z.B. gleichmässige und sehr hohe
 4π -Gammastrahlung erreicht werden. Das zu bestrahlende Gut kann im Innern
 10 des Kathodenhohlzylinders 31 angebracht werden. Dies garantiert eine
 gleichmässige Bestrahlung des Objektes von allen Seiten, was ansonsten
 kaum möglich wäre. Dies kann insbesondere zur Sterilisation sinnvoll sein,. Es
 kann gesagt werden, dass besonders zur Sterilisation mit kontinuierlicher
 Förderung des zu sterilisierenden Gutes und damit für hohen Durchsatz diese
 15 Ausführungsvariante geeignet ist. Ein weiterer Vorteil dieses
 Ausführungsbeispiels ist, dass die Kühlung der Anode im Vergleich zu einer
 Ausführungsvarinate mit einer für Röntgenstrahlen transparenten Anode
 optimiert werden kann, da die Anode nicht für Röntgenstrahlung transparent
 gewählt werden muss.

20 Figur 3 zeigt schematisch die Architektur eines anderen
 Ausführungsbeispiels einer erfindungsgemässen Röntgenröhre 12. Dabei
 werden Elektronen e^- von thermionischen oder Kalt-Emittern 72 in einer
 Transmissionskathode 22 emittiert und Röntgenstrahlen γ von einer Anode 32
 abgestrahlt, wobei die Kathode 32 den vakuumisierten Innenraum 42 gegen
 25 aussen abschliesst. Die Kathode 32 ist als runde oder eckige Fläche
 ausgebildet, wobei die Anode 32 durch die z.B. flächen- oder netz- oder
 linienförmig ausgebildeten Emitter 72 bestrahlt wird. Wie Referenznummer 50
 bezeichnet Referenznummer 52 ein z.B. metallenes zylindrisches Gehäuse 52,
 das den vakuumisierten Innenraum 42 umfasst und die Referenznummer 62
 30 einen Isolator, welcher das Potential von der Kathode und der Anode trennt. Es
 ist aber auch vorstellbar, dass das Gehäuse 52 aus einem isolierenden Material
 hergestellt ist und der Isolator 62 dann entfällt. Es ist darauf hinzuweisen, dass
 die mittels den Figuren 2 und 3 beschriebenen Ausführungsvarianten durch die
 Verwendung von grossflächigen Anordnungen von Elektronenemittern

besonders prädestiniert sind für den Einsatz von Kaltemittern. Es sind aber natürlich auch Anordnungen mit thermischen Kathoden vorstellbar.

Ansprüche

1. Röntgenröhre (11/12) für hohe Dosisleistungen, bei welcher eine Anode (31/32) und eine Kathode (21/22) in einem vakuumisierten Innenraum (41/42) einander gegenüberliegend angeordnet sind, wobei Elektronen (e^-)
5 mittels anlegbarer Hochspannung auf die Anode (31/32) beschleunigbar sind, dadurch gekennzeichnet,

dass die Kathode (21/22) eine dünne Schicht eines Elektronen (e^-) emittierenden Materials umfasst,

10 dass die Kathode (21/22) ein für Röntgenstrahlung (γ) im Wesentlichen transparentes Trägermaterial umfasst.

2. Röntgenröhre (11/12) nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Kathode (21/22) den vakuumisierten Innenraum (41/42) nach aussen abschliesst.

15 3. Röntgenröhre (11/12) nach einem der Ansprüche 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Anode (31/32) zur Umwandlung der Elektronen (e^-) in Röntgenstrahlung (γ) Gold und/oder Molybdän und/oder Wolfram und/oder eine Verbindung der Metalle umfasst.

20 4. Röntgenröhre (11/12) nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Kathode (21/22) aus einen thermionischen Emmitter (72) umfasst.

5. Röntgenröhre (11/12) nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Kathode (21/22) einen Kaltemitter (72) umfasst.

25 6. Röntgenröhre (11/12) nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass der Kaltemitter Metall- und/oder Grafitspitzen und/oder Kohlenstoff-Nanoröhrchen umfasst.

7. Röntgenröhre (11) nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Röntgenröhre (11) als Anodenhohlzylinder (21) mit einem koaxialen Kathodenhohlzylinder (31) im Inneren ausgebildet ist.

5 8. Röntgenröhre (12) nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Anode (32) als runde oder eckige Fläche ausgebildet ist, wobei die Anode (32) durch einen flächen- oder netzförmig ausgebildeten Emitter (72) in einer für Röntgenstrahlung (γ) im Wesentlichen transparenten Kathode (22) bestrahlt wird.

10 9. Verfahren zur Erzeugung von hohen Dosisleistungen mit Röntgenröhren (11/12), bei welcher eine Anode (31/32) und eine Kathode (21/22) in einem vakuumisierten Innenraum (41/42) einander gegenüberliegend angeordnet werden, wobei Elektronen (e^-) mittels anlegbarer Hochspannung auf die Anode (31/32) beschleunigt werden, dadurch gekennzeichnet,

15 dass in der Kathode (21/22) ein für Röntgenstrahlung (γ) im Wesentlichen transparentes Trägermaterial verwendet wird, und

dass eine dünne Schicht eines Elektronen (e^-) emittierenden Materials auf dem Trägermaterial aufgebracht wird.

20 10. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Kathode (21/22) den vakuumisierten Innenraum (41/42) nach aussen abschliesst.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 9 oder 10, dadurch gekennzeichnet, dass zur Umwandlung der Elektronen (e^-) in Röntgenstrahlung (γ) Gold und/oder Molybdän und/oder Wolfram und/oder eine Verbindung der Metalle verwendet wird.

25 12. Verfahren nach einem der Ansprüche 9 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass in der Kathode (21/22) ein thermionischer Emitter verwendet wird.

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 9 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass in der Kathode (21/22) ein Kaltemitter verwendet wird.

14. Verfahren nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass für den Kaltemitter Metall- und/oder Grafitspitzen und/oder Kohlenstoff-Nanoröhrchen verwendet werden.

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 9 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass als Anode ein Anodenhohlzylinder (21) mit einem koaxialen Kathodenhohlzylinder (31) im Innern verwendet wird.

16. Verfahren nach einem der Ansprüche 9 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass die Anode (32) als runde oder eckige Fläche ausgebildet wird, wobei die Anode (32) durch einen flächen- oder netzförmig ausgebildeten Emitter (72) in einer für Röntgenstrahlung (γ) im Wesentlichen transparenten Kathode (22) bestrahlt wird.

17. Verfahren zur Herstellung einer Röntgenröhre (11/12) für hohe Dosisleistungen, bei welcher eine Anode (31/32) und eine Kathode (21/22) in einem vakuumisierten Innenraum (41/42) einander gegenüberliegend angeordnet werden, wobei Elektronen (e^-) mittels anlegbarer Hochspannung auf die Anode (31/32) beschleunigt werden, dadurch gekennzeichnet,

dass in der Kathode (21/22) ein für Röntgenstrahlung (γ) im Wesentlichen transparentes Trägermaterial verwendet wird, und

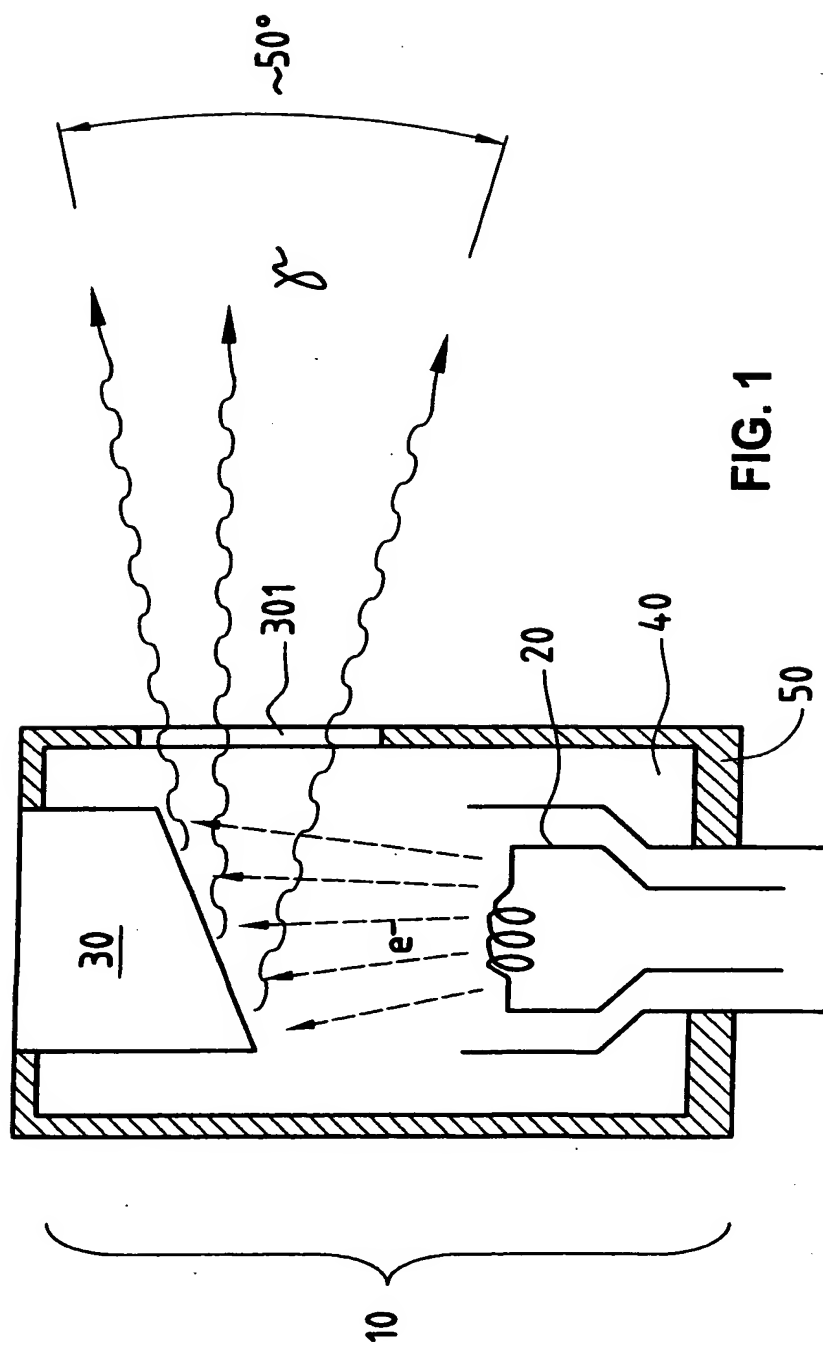
dass eine dünne Schicht eines Elektronen (e^-) emittierenden Materials auf dem Trägermaterial aufgebracht wird.

18. Verfahren nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, dass die Kathode (31/32) den vakuumisierten Innenraum (41/42) nach aussen abschliesst.

Zusammenfassung

- Röntgenröhre (11/12) für hohe Dosisleistungen, ein entsprechendes Verfahren zur Erzeugung von hohen Dosisleistungen mit Röntgenröhren (11/12) sowie ein Verfahren zur Herstellung entsprechender
- 5 Röntgenvorrichtungen (11/12), bei welchem eine Anode (31/32) und eine Kathode (21/22) in einem vakuumisierten Innenraum (41/42) einander gegenüberliegend angeordnet sind, wobei Elektronen e^- mittels anlegbarer Hochspannung auf die Anode (31/32) beschleunigt werden. Die Anode (31/32) besteht aus einer Schicht eines Metalls mit hoher Ordnungszahl zur
- 10 Umwandlung der Elektronen (e^-) in Röntgenstrahlung (γ) mit einer Kühlung. Die Kathode (21/22) umfasst ein für Röntgenstrahlung (γ) im Wesentlichen transparentes Trägermaterial und eine für Röntgenstrahlung (γ) ebenfalls im Wesentlichen transparente Elektronenemitterschicht. Insbesondere kann die Kathode (31/32) den vakuumisierten Innenraum (41/42) erfindungsgemäss
- 15 nach aussen abschliessen.

(Figur 2)



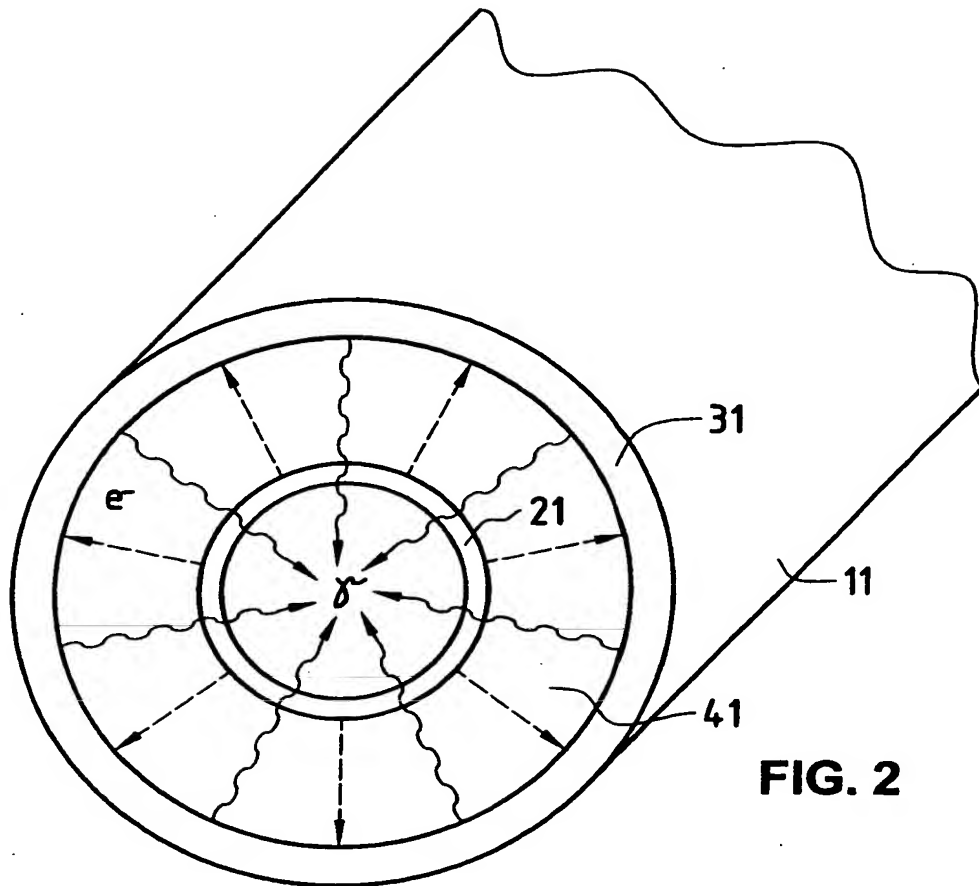


FIG. 2

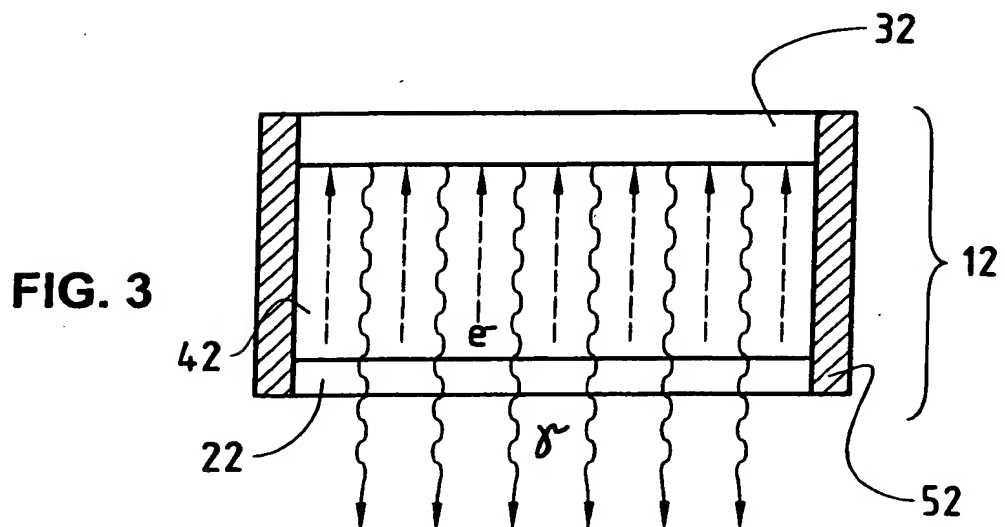


FIG. 3